

## Dual Source CT : 小児領域への応用

シーメンスヘルスケア株式会社 CT 事業部 鈴木和明

はじめに

現在、わが国では諸外国と比較して **computed tomography (CT)** が広く普及しており、CT 検査件数の増加に伴う被ばくの影響が注目されている。小児は成人と比べ被ばくの影響を 2、3 倍受けやすく、期待される余命も長いことから、被ばく低減の取り組みは小児において特に重要である<sup>1)</sup>。2015 年には、わが国でも国内実態調査に基づく診断参考レベルが設定され、医療被ばくの最適化の取り組みが活発化している<sup>2)</sup>。

一方、小児は高心拍、かつ息止めの指示にも協力できないため、モーションアーチファクトの影響が問題となることがある。最近では、CT がハードウェア・ソフトウェアの両面で進歩したことにより、被ばく低減のための技術が発展しただけではなく、高心拍かつ体動のある小児への対策や、従来不可能であった CT による機能情報の取得も可能となってきた。

本稿では、このような進歩の中で **Dual Source CT (DSCT)** の登場した経緯、DSCT による高速撮影、**Dual Energy (DE) imaging** に続き、X 線スペクトラム変調技術を用いた低線量撮影に関して紹介する。

### I. Dual Source CT 登場の経緯

CT 装置は 1970 年代に実用化されてからさまざまなスキャン方式が考案・実現されてきた。現在では第 3 世代が主流となっている。第 3 世代は **rotate/rotate (R-R)** 方式と呼ばれ、X 線管に向けて円弧状に並んだ数百チャンネルの検出器が X 線管と対をなして被写体の周囲を回転し、そのあいだ一定角度ごとに投影データを得る。スキャン方式として第 3 世代が定着してからは、CT は多列化の方向へ向かった。つまり、Z 軸方向 (体軸方向) に検出器列数を増やすことで、1 回転で撮影できるカバレッジを広げ、撮影速度を短縮することを第一目的とした。

2 列、4 列、16 列…と多列化するなかで、撮影速度の面ではすでに臨床用件を満たしつつあり、64 列以上のシステムには空間分解能や時間分解能の向上など、別の開発テーマが求められた。結果、

2003 年にはそれまでのように単純に列数を増やすだけではなく、オーバーサンプリングによって空間分解能を上げる技術が実用化され (**z-Sharp technology**)、等方性空間分解能は **0.33mm** となった<sup>3)</sup>。時間分解能については、この時点で最速 **0.33sec/rotation** まで向上した。

撮影速度や空間分解能が向上し、CT はルーチン検査として診療に定着した。一方で、循環器領域への CT の応用が臨床的ニーズとして高まり、さらなる時間分解能の向上が課題となった。心臓 CT 検査における時間分解能は、**SCCT** のガイドライン<sup>4)</sup> で推奨しているハーフ再構成時の時間分解能が重要となる。ハーフ再構成時の時間分解能を向上させる一番シンプルな方法は、ガントリの回転スピードを速くすることであるが、当時最速であった 1 回転 **0.33sec** においてすでに約 **30G** という負荷がかかっていた。部品の耐久性や装置自体の剛性・設置性などの大きなハードルが存在した状況で時間分解能をさらに向上させるには、全く別の方法が必要であった。この問題を解決すべく登場した革新的なシステムが、X 線管と検出器を 2 対搭載した DSCT であった (図 1)。第 1 世代の DSCT が登場した 2005 年当時、**Single Source CT (SSCT)** のハーフ再構成の時間分解能は **165ms** が限界であったが、DSCT の登場によって時間分解能が **83msec** と飛躍的に向上した。これにより、心拍によらず画質を損なわないシステムとして多大なインパクトを与えた<sup>5)</sup>。

続いて 2009 年に登場した第 2 世代の DSCT はさらに進化を遂げ、時間分解能は心拍によらず常に **75msec**、撮影速度は最速 **460mm/sec** となり、心拍が **100bpm** の症例であっても  $\beta$  遮断薬を使用せず良好に心血管を描出できると報告されている<sup>6)</sup>。DSCT の進化は続き、2013 年に第 3 世代の DSCT (**SOMATOM Force**) が登場し、時間分解能は **66msec** とさらに向上し、最高速度も **767mm/sec** にまで到達した。2016 年には **SOMATOM Force** の **DNA** を受け継ぎ、低侵襲かつクオリティの高い診断情報を提供する **SOMATOM Drive** がリリースされた。

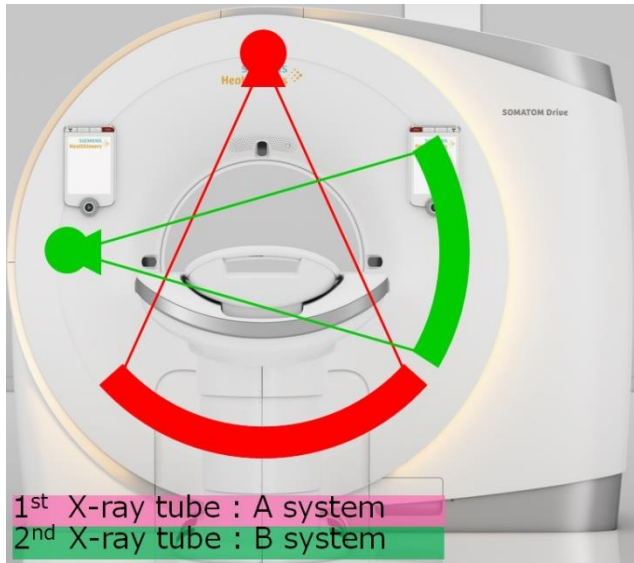


図 1 Dual Source CT 概略図

## II. Dual Source CT による高速撮影

DSCT による高速撮影の仕組みを図 2 に示す。従来の SSCT を用いて高速撮影を行う場合、ピッチ（テーブル移動速度）を上げていくにつれ、らせん状のデータ間隔が広がっていき、極度に間隔が広がってしまうとデータが疎になり画像化できなくなる。これに対し、DSCT では X 線管と検出器が 2 対搭載されていることで、この間隔の隙間を埋めるような形でデータ収集を行うことができ、データ欠損を起こさずに高速撮影が可能となる（高速二重らせん撮影）。これにより、鎮静なしの小児撮影でも動きの少ない画像が得られる（図 3）。

一般的に、時間分解能を上げるために採用される心電図同期撮影ではピッチを落として重複撮影を行うため、通常の胸部 CT などと比べると被ばくが増加する傾向にあるが、高速二重らせん撮影ではデータ収集にあたって重複する部分を最小化できるため、被ばくを抑えた状態で時間分解能の高い画像を得ることができる。

高速二重らせん撮影によって、(1) モーションアーチファクトが原因の再撮影が減少し、それに伴う被ばくも軽減でき、(2) 鎮静剤を使用しないことによる患児の負担軽減や検査前後の患児ケアに必要なスタッフの負荷も軽減可能である。

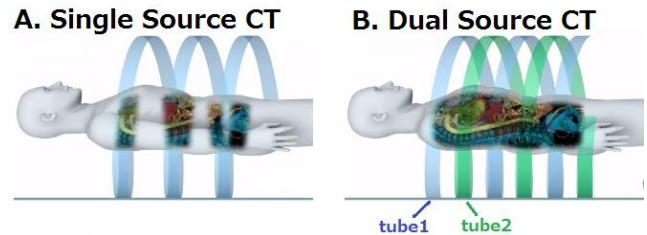


図 2 DSCT による高速撮影の仕組み

- SSCT (従来撮影法) : らせん状データ収集のギャップが生じない程度のピッチに使用が限られる。撮影時間の短縮には限界がある。
- DSCT (高速二重らせん撮影法) : DSCT では A system/B system それぞれの取得データを利用することで、最高ピッチ 3.4 まで使用可能である。

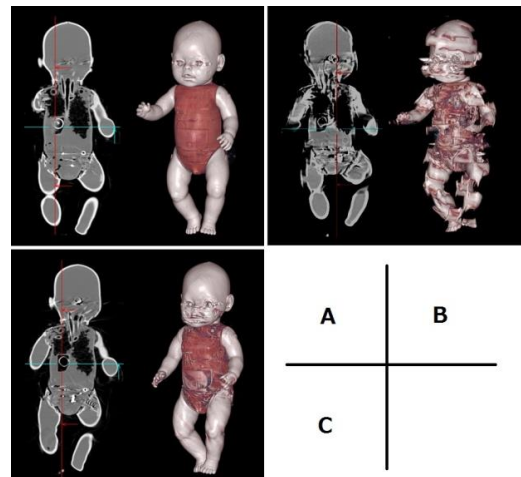


図 3 高速二重らせん撮影のメリット

- 従来撮影法 鎮静あり (人形静止状態で撮影)。撮影対象が静止しているため良好な画像が得られる。
- 従来撮影法 鎮静なし (人形を動かしながら撮影)。撮影対象が動いており、モーションアーチファクトが顕著に出てしまう。
- 高速二重らせん撮影法 鎮静なし (人形を機械的に動かしながら撮影)。撮影対象が動いているが、時間分解能の高い高速撮影により、モーションアーチファクトが抑えられている。

### III. Dual Energy imaging

Dual Energy imaging とは、物質の減弱が X 線の平均エネルギーによって異なることを利用した画像化の手法である。異なる 2 つの管電圧に依存して、それぞれの組織、例えば骨、造影剤、脂肪、軟部組織などは組織組成に応じた異なるコントラスト差を生じるため、それぞれを適切に分離した画像化が可能となる。

DE imaging の歴史は古く、1970 年には基礎理論をはじめとする詳細な検討がなされている<sup>7)</sup>。実際の製品としては、1986 年にシーメンスが kV-Switching による SOMATOM DR を発表している<sup>8)</sup>が、データ収集の手法においてロバスト性に欠けることから広く一般化するにはいたらなかった。1990 年代には Multi-Layer Detector を用いた Sandwich Detector 法<sup>9,10)</sup> など、さまざまな手法が各分野で研究されてきた。1980 年代後半から 1990 年代前半にいくつか出ていた DE imaging に関する論文はその後減少していたが、2005 年の DSCT 登場以降、急激に増加している。

CT における DE imaging の必要条件としては、(1) 空間的・時間的誤差を最小限にするために、異なる X 線エネルギーによる同時撮影が可能であること、(2) 異なる X 線エネルギーの差を可能な限り大きくすること、(3) 異なる X 線エネルギーで撮影された画像が同等の画質 (SNR) になるように、低エネルギー側に十分な線量をかけられること、(4) 撮影速度や画像再構成速度に制限がなく、通常の CT 撮影と同様な運用が可能なこと、(5) 汎用性・拡張性に優れた臨床目的に応じたアプリケーションを有していることなどの項目が挙げられる。

DSCT は、ガントリ内に 2 対の X 線管と検出器を搭載している。DE 撮影時には、この 2 対の X 線管から高電圧・低電圧の異なる管電圧の X 線を同時照射しながら、らせん状撮影によってデータ収集を行う。それぞれの管電圧ごとに独立して線量の制御が可能である。また、撮影速度も通常の CT 検査時 (1X 線管使用時) と同様に任意で選択することができ、ボラストラッキングなどの機能もちろん使用可能である。

また、高低それぞれの出力を独立して制御できることから、高管電圧側では X 線スペクトルを最適化するための "Selective Photon Shield (SPS)" を搭載して、物質分離の精度・画質の向上や被ばく低減を図っている。図 4 に従来の DE 撮影と SPS を搭載した DE 撮影の概念図を示す。従来の DE 撮影時では高管電圧と低管電圧のエネルギーの重なり

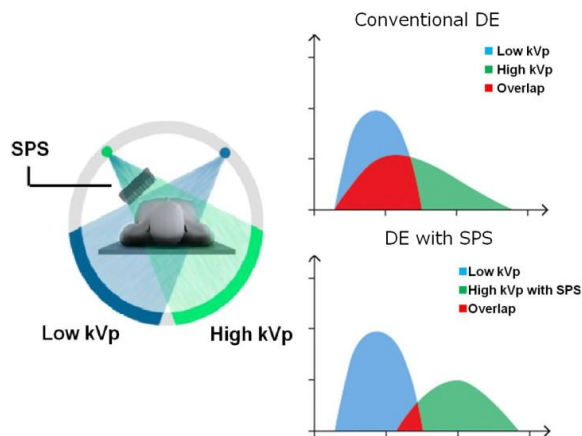


図 4 SPS の概念図



図 5 腸重積症 (Iodine Map)

SOMATOM Definition Flash, 80/Sn140kV, 撮影時間: 3.3sec, CTDI<sub>vol</sub>: 2.14mGy, DLP: 85mGycm, effective dose: 3.06mSv  
Country of Mallinckrodt Institute of Radiology,  
Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri, USA

りが多いため、エネルギー分解能は良くない。一方、高管電圧側に SPS を搭載した場合、高管電圧と低管電圧のエネルギーの重なりが少なくなり、エネルギー分解能が高く、DE 解析の精度も向上する。

現在、DE imaging のアプリケーションは、骨と造影剤のような 2 つの異なる組成の分離を行う "Two-material decomposition" をベースとしたアプリケーション、それをさらに拡張し、脂肪・軟部組織・造影剤のような 3 つの異なる組成を識別することができる "Three-material decomposition"



をベースとしたアプリケーションが搭載されている。**Three-material decomposition** は、造影剤成分のみを抽出した画像 (**Iodine Map**) や、その比率を変えた画像を作成することが可能である。また、造影画像から造影剤成分を取り除くことで、仮想的な非造影の画像を作り出すことも可能である。図 5 は、9 歳の小児撮影において、**Iodine Map** を使用することによって腸重積症による虚血と遠位小腸への血流が正常であることを容易に確認できる。

このように、**DSCT** による **DE imaging** は前述の必要条件を満たしながら、さらに大きなアドバンテージを活かすことで、多くの臨床的有用性が示されている。

#### IV. Right Dose technology

シーメンスの **Right Dose technology** は、単に低被ばくの数値を競うものではなく、臨床目的を十分に満たす画質を担保しつつ、適正な線量で最大限の臨床情報を引き出すことを目指した技術である。前述した **DSCT** に特化した技術は、様々な **Right Dose technology** と併用可能である。ここでは代表的な **Right Dose technology** である **CARE kV**、**Adaptive Dose Shield**、**X-CARE** を紹介する。

##### ■CARE kV

小児撮影の被ばく低減アプローチでは、**Low kV** イメージングが注目されている。シーメンスの **DSCT** では、**70kV** の管電圧撮影が可能であり、造影効果を向上させることによって被ばく低減も可能である<sup>11,12)</sup>。しかし、**CT** の管電流や管電圧、画質 (コントラストノイズ比: **CNR**) は複雑に関係しているため、実臨床では各患者・検査に個別に対応した管電圧調整は現実的でなく、マニュアルで毎回計算するには時間がかかるという問題がある。この問題を解決するため、シーメンスでは **Auto Tube Voltage Setting (ATVS)** である **CARE kV** を開発した。**CARE kV** は **CNR** を基準とし、各患者や検査内容に応じた最適管電圧・管電流を自動で調整することが可能であり、被ばく低減と画質担保の両立が可能である。

図 6 に生後 2 カ月、心拍 130bpm の症例を示す。高速二重らせん撮影により、**0.6sec** という短時間での撮影が可能となり、管電圧 **70kV** を使用することによって、被ばく線量も **0.33mSv** と抑えることができています。また、高心拍にも関わらず、冠状動脈も明瞭に描出されていることがわかる。



図 6 新生児 (生後 2 カ月) の心臓 CT

SOMATOM Force, 70kV, 撮影時間: 0.6sec,  
CTDI<sub>vol</sub>: 1.16mGy, DLP: 9.1mGycm,  
effective dose: 0.33mSv  
Courtesy of Astrid Lindgrens Childrens Hospital,  
Karolinska University, Stockholm, Sweden

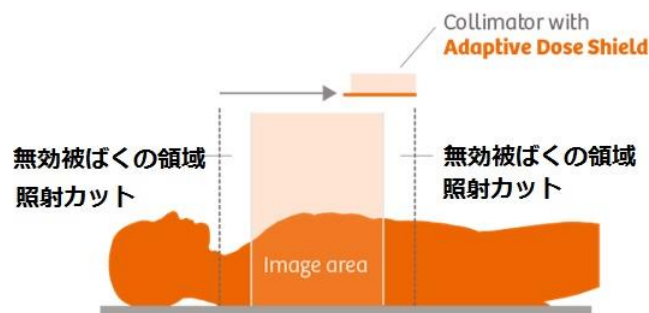


図 7 Adaptive Dose Shield の概略図

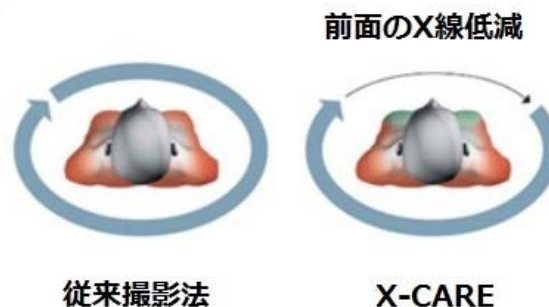


図 8 X-CARE の概略図

新生児は高速二重らせん撮影により、従来の撮影法と比較して、冠状動脈および肺静脈の描出が改善され、心臓血管の解剖学的構造のより包括的な評価が可能となり、患児の鎮静または心拍コントロールの必要性がなくなるという報告もある<sup>13)</sup>。

### ■ Adaptive Dose Shield

らせん状撮影において、X線照射開始の180°分のデータ、および照射終了直前の180°分のデータは画像に寄与せず、無効被ばくと呼ばれている。Adaptive Dose Shieldは、この無効被ばくの領域をX線管前の可動式ビームコリメータを閉じることで、X線照射を制御して被ばく低減を行うことが可能である(図7)。撮影範囲が短い小児領域や心臓領域での被ばく低減効果は特に大きく、心臓領域では25%程度の被ばく低減が可能である<sup>14)</sup>。

### ■ X-CARE

現在普及しているCT装置ではAuto Exposure Control (AEC)がほぼ標準搭載されているが、従来のAEC機構では、1回転中に含まれる臓器に対する放射線感受性については考慮されていなかった。X-CAREは、1回転中に含まれる放射線感受性の高い領域(水晶体や乳腺など)に対して選択的に被ばく低減を可能とする技術である。X-CAREによって放射線感受性の高い領域での被ばくが最大50%低減<sup>15)</sup>可能である(図8)。

### V. 新たな Right Dose technology -Tin filter を用いた Spectrum Shaping

CT装置は連続スペクトルを有するX線を利用しており、画像に寄与しない低エネルギー成分をカットするため、付加フィルタ(Bowtie filterやWedge filterなど)が搭載されている。一般的に、付加フィルタにはX線の利用率を高める働きがあり、被検者への無効被ばくを低減するとともに、画質と被ばくを最適化する役割を果たしている。

Tin filterは一般的な付加フィルタに対し、さらに追加して使用され、連続スペクトルの低エネルギー成分をより強力にカットし、結果的に平均エネルギーを高エネルギー側へシフトさせる特性を有する。これによって従来、低線量撮影において課題とされてきたビームハードニングに起因するアーチファクトを低減することができる。

Tin filterを用いたSpectrum Shapingは、まずDE imagingのエネルギー分離を向上させる技術(SPS)として開発された。画質を犠牲にすることなく従来と同等、もしくはそれ以下の線量でDE imagingを実現する重要な技術である。その被ばく低減効果はすでに実証されており<sup>16)</sup>、Single Energy imagingにおいても同様の効果が期待できる。胸部低線量CT検査へ応用することで、胸部単純X線検査と同等、または、それ以下での検査



図9 低線量胸部CT撮影(生後18カ月)

SOMATOM Force, Sn100kV, 撮影時間: 0.25sec, CTDI<sub>vol</sub>: 0.15mGy, DLP: 3.2mGycm, effective dose: 0.08mSv  
Courtesy of University Hospital Tuebingen, Tuebingen, Germany

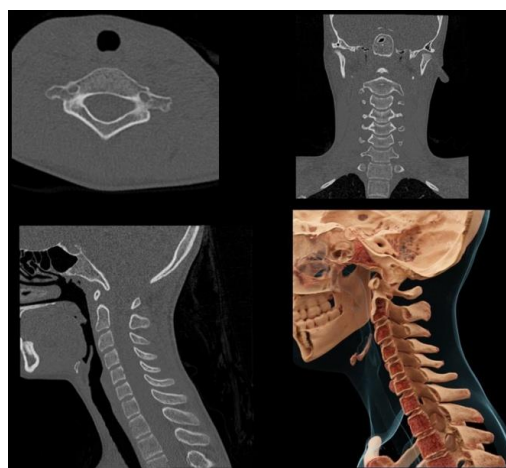


図10 低線量頸椎CT撮影(14歳)

SOMATOM Force, Sn100kV, 撮影時間: 2.19sec, CTDI<sub>vol</sub>: 1.16mGy, DLP: 29.3mGycm, effective dose: 0.23mSv  
Courtesy of Astrid Lindgrens Childrens Hospital, Karolinska University, Stockholm, Sweden

を実現しており、他の部位への応用も期待されている<sup>17,18)</sup>。小児においても、胸部のCT撮影は70kVで撮影した時と比較して、Tin filterのSn100kVで撮影した時の方が被ばく線量を大幅に低減できるという報告がある<sup>19)</sup>。

図9に生後18カ月の息止めなし、低線量の胸部CT画像を示す。鎮静剤を使用せず、Tin filterを用いた高速二重らせん撮影を行うことで、撮影時間は0.25sec、被ばくは0.08mSvにも関わらず、良

好な画質が得られている。図 10 は、14 歳小児の頸椎骨折ルールアウトのために撮影されており、低線量で骨折がないことが確認できる。Spectrum Shaping を応用した低線量撮影の可能性に関しては、肺がん CT スクリーニングに加え、CT コロノグラフィへの適用はもちろん、撮影範囲に水晶体を含む眼窩、副鼻腔、その他四肢、脊椎といった整形領域への応用が進んでおり、新たなスタンダードとなる可能性がある。

#### おわりに

小児の X 線 CT 検査においては被ばく低減だけでなく、動きによる画質劣化への対応など様々なことを考慮する必要がある。

シーメンスは、これらに対するソリューションだけでなく、Dual Energy や Tin filter といった新たな技術も提供している。今後も小児に優しい低侵襲な CT 検査を実現すべく継続して技術開発に取り組んでいく。

#### 文献

- 1) 日本学術会議臨床医学委員会放射線・臨床検査分科会：CT 検査による医療被ばくの低減に関する提言.2017
- 2) 医療放射線防護連絡協議会，日本小児放射線学会，日本医学物理学会，他：最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定.2015
- 3) Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, et al: Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. Rofo 176: 1803-1810. 2004
- 4) Abbara. S, et al.: SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography; A report of the society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee; Endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. 10・6,435~449.2016
- 5) Brodoefel H, Burgstahler C. Tsiflikas I. et al.: Dual Source CT: effect of heart rate, heart rate variability, and calcification on image quality and diagnostic accuracy. Radiology 247: 346-355.2008
- 6) Ayça Akgöz, et al.: Optimal reconstruction interval in Dual Source CT coronary angiography: A single-center experience in 285 patients. Diagn Interv Radiol: 20(5): 399-406.2014
- 7) Alvarez RE, Macovski A: Energy-selective reconstruction in X-ray computerized tomography. Phys Med Biol 21; 733-744.1976
- 8) Kalender, W.A., et al.: An algorithm for noise suppression in dual energy CT material density images. Medical Imaging. IEEE Transactions on, 7・3, 218-24.1988
- 9) Hickey, N.M., et al.: Dual-Energy Digital Radiographic Quantification of Calcium in Simulated Pulmonary Nodules Radiology. Am. J. Reontgenol.148, 19~24.1987
- 10) Friedman, S.E., et al.: Mineral Content of Bone Measurement by Energy Subtraction Digital Chest Radiography. Am. J. Reontgenol, 149, 1119~1202.1987
- 11) Spearman JV, et al.: Effect of Automated Attenuation-based Tube Voltage Selection on Radiation Dose at CT: An Observational Study on a Global Scale. Radiology. 279(1):167-74.2016
- 12) Eller A, et al.: Attenuation-based automatic kilovolt selection in abdominal computed tomography: effects on radiation exposure and image quality. Invest Radiol. 47(10):559-65.2012
- 13) Sriharan M et al.: Evaluation of High-Pitch Ungated Pediatric Cardiovascular Computed Tomography for the Assessment of Cardiac Structures in Neonates J Thoracic Imaging;31(3):177-182.2016
- 14) Deak PD et al.: Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. Radiology.; 252(1): 140-7.2009
- 15) Sabrina V. Vollmar, et al.: Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. Eur Radiol.;18(8):1674-82.2008
- 16) Henzler T, et al.: Dual-energy CT: radiation dose aspects. AJR Am J Roentgenol;199 (5 Suppl) :S16-25.2012
- 17) Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, et al.: Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. Invest Radiol;49:465-473.2014
- 18) Lell MM, May MS, Brand M, et al.: Imaging the parasinus region with a third-generation

dualsource CT and the effect of tin filtration on image quality and radiation dose. *AJNR Am J Neuroradiol*;36(7):1225-30.2015

- 19) Weis M et al.: Radiation Dose Comparison Between 70 kVp and 100 kVp With Spectral Beam Shaping for Non-Contrast-Enhanced Pediatric Chest Computed Tomography: A Prospective Randomized Controlled Study; *Invest Radiol*.52(3):155-162.2017